Aus der Prothetischen Abteilung des Zahnärztlichen Instituts
der Medizinischen Fakultät der Universität Basel
(Vorsteher: Prof. Dr. med. Max Spreng)

und der Volkszahnklinik Basel
(Vorsteher: P.D. Dr. A. Schroeder)

Zur kariogenen Wirkung der Akrylat-Kunststoffe

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Basel

vorgelegt von
ROLF HEUSSER
von Hombrechtikon (ZH)

1963

VERLAG P. G. KELLER - WINTERTHUR 1965

Aus der Prothetischen Abteilung des Zahnärztlichen Instituts
der Medizinischen Fakultät der Universität Basel
(Vorsteher: Prof. Dr. med. Max Spreng)

und der Volkszahnklinik Basel
(Vorsteher: P.D. Dr. A. Schroeder)

Zur kariogenen Wirkung der Akrylat-Kunststoffe

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Basel

vorgelegt von
ROLF HEUSSER
von Hombrechtikon (ZH)

VERLAG P. G. KELLER - WINTERTHUR 1965

Von der Medizinischen Fakultät genehmigt auf Antrag
von Prof. Dr. med. M. Spreng

Tag der Promotion: 1. März 1963

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK
- LEIDEN -

EINLEITUNG

Unter den zahnärztlichen Materialien nehmen die Methakrylat-Kunststoffe eine wichtige Stellung ein. Ihre mannigfache Verwendungsmöglichkeit, ihre einfache Verarbeitung, ihre guten ästhetischen und mechanischen Eigenschaften sowie ihre Preisgünstigkeit haben sie dem Praktiker unentbehrlich gemacht.

Akrylate sind makromolekulare, organische Stoffe, die rein synthetisch aus Aceton und Blausäure hergestellt werden. Sie kommen für zahnärztliche Zwecke als flüssiger, monomerer Methakrylsäuremethylester und als pulverförmiges, polymeres Methakrylsäuremethakrylat in den Handel, die sich zusammen zu einer plastischen Masse verarbeiten lassen. Diese wird entweder unter Wärmebehandlung und Druck innerhalb einiger Stunden oder bei Raumtemperatur durch beigefügte chemische Katalysatoren in wenigen Minuten zu festen organischen Körpern polymerisiert.

Akrylate werden in verschiedenster Form als Ersatz körpereigenen Gewebes in den Organismus eingefügt, hauptsächlich als Prothesen- und Füllungsmaterial. Bei der prothetischen Versorgung des Restgebisses tritt Akrylatkunststoff als toter Fremdkörper in Dauerkontakt mit Schleimhaut und Restzähnen und wird in der Regel nur zur Reinigung und eventuell nachts aus dem Munde entfernt.

Von einem solchen Stoff muss neben allgemeiner auch lokale Unschädlichkeit verlangt werden. So selbstverständlich diese Forderung erscheint, so schwierig ist ihre Verwirklichung. Die Praxis hat gezeigt, dass von Kunststoff bedeckte oder berührte Restzähne an den Kontaktstellen im irresistenten Gebiss oft schon nach kürzester Zeit kariöse Defekte zu bekommen pflegen.

Dabei werden die von Black genannten kariesresistenten Zonen genau gleich angegriffen wie kariesanfällige Zonen. Kunstharzfüllungen scheinen nach Ansicht vieler die Entstehung von Sekundärkaries zu begünstigen. Interessant ist in diesem Zusammenhang die Feststellung, dass bei Reparaturarbeiten an längere Zeit getragenen Kunststoffprothesen sowie auch beim Ausbohren von älteren Kunststoffüllungen häufig ein fötider Geruch festzustellen ist.

Die Vermutung liegt nahe, dass Akrylatkunststoffe, wie sie im zahnärztlichen Laboratorium verarbeitet werden, die Anlagerung und Einlagerung kariogen wirkender Stoffe und Bakterien begünstigen.

Aus den genannten Beobachtungen resultiert die dieser Arbeit zugrunde liegende Fragestellung: Haben Akrylatkunststoffe kariogene Wirkung? Was ist die Ursache der kariogenen Wirkung?

A.

Bisherige Untersuchungen zur kariogenen Wirkung der Akrylat-Kunststoffe

Erstaunlicherweise fanden sich in der mir zugänglichen Kunststoff-Literatur nur wenige Hinweise auf kariesfördernde Eigenschaften, obwohl jedem Praktiker die häufig zu sehenden kariösen Zerstörungen an kunststoffbedeckten Zähnen bekannt sind. *Rumpel*[50] spricht von einer chemischen Verstümmelung der Pfeilerzähne durch Auf- oder Anlagen von Prothesen. *von Weissenfluh*[75] weist auf die oft verheerenden Schäden hin, die durch partielle Prothesen verursacht werden, und fordert, es seien Auf- und Anlagen von Prothesenteilen an der ungeschützten Zahnoberfläche vorsichtig anzuwenden. Aus demselben Grund fordern *Steiger*[66] und *Vest*[71], dass bei partiellen Prothesen prinzipiell keine Auf- oder Anlagen auf Zahnhartsubstanz konstruiert werden. Man soll den Zahnschmelz möglichst wenig mit der Prothese in Kontakt bringen. Häufig wird in der Literatur die kariesfördernde Wirkung von Autakrylatfüllungen erwähnt. Kunststoffüllungen sollen nach *Paffenbarger*[46] und seinen Mitarbeitern die Entstehung von Sekundärkaries begünstigen. Er schreibt dies einerseits den mit Flüssigkeit und Bakterien gefüllten Spalträumen zwischen Füllung und Schmelz zu, welche infolge der sehr verschiedenen Ausdehnungskoeffizienten von Methakrylat und Zahnhartsubstanz entstehen. Andererseits sollen Methakrylate selbst noch kariesfördernd sein, im Gegensatz zu den Silikaten, welche nach *Coy*[8] infolge ihres Gehaltes an Fluoriden antikariogen wirken. Auch *Hedegard*[20] und *Skinner*[60] fanden bei Kunststoffüllungen grössere Neigung zu Sekundärkariesbildung als bei Silikaten. Andererseits fand *Keresztesi*[32] vor Jahren bei seinen Nachuntersuchungen von Kunststoffüllungen keine abnorme Kariesfrequenz, glaubte aber, dass noch eine längere Beobachtungszeit nötig sei bis zur Fällung eines abschliessenden Urteils.

B.

Bisherige Untersuchungen über Kunststoffeigenschaften, die mit der kariogenen Wirkung im Zusammenhang stehen könnten

1. Struktur und Inhomogenität der Akrylate

Nach *Houwink*[27] ist der molekulare Aufbau des polymerisierten Methylmethakrylates entsprechend den von *Staudinger* eingeführten Vorstellungen ähnlich dem eines Wattebausches zu denken, dessen Fasern identisch sind mit unter einander verfilzten fadenförmigen Riesenmolekülen. Wie Versuche von *Wild*[77] ergeben haben, vereinigen sich die zweidimensionalen Fäden der kettenförmig aufgebauten Kunststoffe zu einem Gemenge riesiger Fadenmoleküle, die miteinander nicht verbunden sind.

Allgemein wird in der Literatur die Inhomogenität von Akrylatkunststoffen, wie sie in der Zahnmedizin gebraucht werden, festgestellt. Auch bei materialgerechter Verarbeitung lassen sich Porositäten nie ganz vermeiden. Schon die polymeren Akrylatperlen, aus denen das Pulver im Anlieferungszustand besteht, zeigen vielfach Luft- und Wassereinschlüsse. *Häfeli*[19] und *Wild*[77] konnten dies anhand von mikrophotographischen Untersuchungen zeigen. Die Monomerflüssigkeit ist vor der Polymerisation eine optisch strukturlose Substanz. Nach *Spreter von Kreudenstein*[63, 64] finden sich aber auch hier bereits vorhandene gelöste Luftbestandteile, die bei der Polymerisation zwangsläufig frei werden müssen. Dazu kommt, dass sich Pulver und Flüssigkeit nicht zu einer homogenen Masse verbinden lassen (*Schroeder*[58] und *Santorik*[58]). Das fertige Polymerisat besteht nach Untersuchungen von *Spreng*[61, 62] und elektronenmikroskopischen Untersuchungen von *Helmcke*[21] aus Teilen unterschiedlichen Polymerisationsgrades: aus den ursprünglichen Pulverteilchen, der durch die Einwirkung der monomeren Flüssigkeit entstandenen Übergangsschicht und der aus dem polymerisierten Monomeren gebildeten Kittschicht. Das Gefüge eines solchen Polymerisationsproduktes gleicht einem Konglomerat. *Streich*[68] untersuchte die Kunststoffporosität mit mikroskopischen Schliffbildern und quantitativ durch Auflösung in Chloroform und Messung der frei werdenden Gaseinschlüsse. *Holzhausen*[24] teilt die Inhomogenitäten, die während der laboratoriumstechnischen Verarbeitung verhältnismässig leicht auftreten, in submikroskopische und makroskopische Homogenitätsstörungen ein. *Fischer*[13] und *Münstermann*[13] sprechen von ultravisibler intermolekularer Hohl-

raumbildung (zwischen den Fadenmolekülen), intrazellulärer Porosität (Einschlüsse in den Perlen) und extrazellulärer Porosität (Luft-, Siede- und Verdampfungsblasen sowie Schwundvakuolen). Untersuchungen von *Stueben*[69], *Lockwandt*[69] und *Spreter von Kreudenstein*[63, 64] zeigten, dass der Porositätsgrad bei gleicher Verarbeitung von Material zu Material ganz verschieden sein kann. *Schroeder*[57] und *Castagnola*[57] sehen die Hauptnachteile der Porosität in der Freilegung von Hohlräumen bei Schleif- und Polierarbeiten, wodurch vor allem für Farbstoffpartikel und Bakterien ideale Retentionsstellen geschaffen werden. Neuere Untersuchungen führen auch Rissbildung auf die mechanische Oberflächenbearbeitung zurück, wo mit der Entstehung von Reibungswärme eine Verlagerung der Gefügeteilchen einhergeht. Werden Lösungsmittel auf diese Schicht gebracht, findet ein Spannungsausgleich statt, durch den die raumbildung (zwischen den Fadenmolekülen), intrazellulärer Porosität Moleküle in die gefügebedingte Stellung zurückkehren. Der von *Spreter von Kreudenstein*[63, 64] geprägte Ausdruck „Oberflächenporosität" wird von *Fischer*[13] und *Münstermann*[13] abgelehnt, da man unter einer Pore im allgemeinen einen allseitig umschlossenen Raum versteht. Es handelt sich hier wohl um ein stärkeres Herausragen der Perlen infolge Monomerverlust, also einfach um eine Rauhigkeit.

Wattebauschstruktur und Inhomogenität sind Eigenschaften, die auf Durchlässigkeit und chemische Angreifbarkeit schliessen lassen.

2. *Wasseraufnahme*

Alle Akrylatkunststoffe nehmen nach erfolgter Polymerisation in den ersten zwei Monaten mehr oder weniger Wasser aus der Mundflüssigkeit auf. Nach dieser Zeit erschöpft sich der Inhibitionsprozess. Nach *Pabst*[45] besteht die Wasseraufnahme einerseits aus der Ausfüllung bestehender Poren und dem Ersatz des in den ersten Tagen herausgelösten Monomers und andererseits aus der Quellung, die mit einer Volumenzunahme von ca. 1 Volumprozent verbunden ist. Denselben Wert gibt auch das National Bureau of Standards an. Für die intermolekulare Einlagerung von Wasser werden von *Dolder*[8], *Ketterl*[33] und *Kierse*[33], *Ilg*[31] und anderen Autoren Werte zwischen 1 bis 2 Gewichtsprozent gefunden. Die Quellbarkeit verhält sich umgekehrt proportional zum Polymerisationsgrad. Nach *Janke*[30] nimmt auch ein ideal homogener Kunststoff eine bedingte Menge Wasser auf ohne Volumenzunahme. Es muss also Raum vorhanden sein, der von den Wasserteilchen eingenommen werden kann, ohne dass die Ketten auseinandergedrängt werden. Je nach Verarbeitungsmodus entstehen nach *Janke*[30] mehr oder weniger

wasserhaltige Produkte (Weitmaschenstruktur bzw. Engmaschenstruktur). Dadurch kann es zu einer gesteigerten Aufnahme von Mundflüssigkeit kommen mit ihren löslichen Salzen und zersetzbaren Kohlehydrat-, Eiweiss- und Fettverbindungen. Nach *Künzel*[37] sollen gewisse Akrylate auch für wässrige Farbstofflösungen (Methylenblau) in ihren oberflächlichen Schichten bis 0,5 mm durchlässig sein. Bei Versuchen von *Castagnola*[7] erwies sich der selbstpolymerisierende Kunststoff für Methylenblau als undurchlässig. *Hornauer*[26] konnte die Absorption der kapillaraktiven Fettalkoholsulfate, wie sie sich in Salben, pflanzlichen und tierischen Ölen finden, sowie von Jod nachweisen.

3. Bakteriendurchlässigkeit

Die Annahme einer Bakteriendurchlässigkeit ist durchaus verständlich; denn trotz Einhaltung genauester Verarbeitungsvorschriften sind, wie *Koetz*[35] zeigte, z. B. an dünnen Pressfahnen mikroskopisch kleine Bläschen erkennbar. Dies deckt sich mit den Untersuchungen von *Schroeder*[58] und *Santorik*[58] und anderen Autoren, die angeben, dass auch exakte Verarbeitung niemals ausreicht, um eine Porenbildung ganz zu verhindern. So stellte *Santorik*[52] bei seinen Versuchen mit angerauhten Glasröhrchen, die mit einer 0,5 mm dicken Schicht Kunstharz abgeschlossen waren, nach 4 Tagen Bakteriendurchlässigkeit fest. *Nyquist*[44] und *Proctor*[44] wiesen das Eindringen von Soorpilzen in Prothesenmaterial nach, wo dieses von poröser Struktur war. *Koetz*[35] konnte aber bei Versuchen an 0,2—0,5 mm dicken Kunstharzfolien (Hütchenform) nach einer Woche keine Bakteriendurchlässigkeit feststellen. Zum gleichen Resultat kamen *Ketterl*[33] und *Kierse*[33] bei ihren Versuchen mit 0,4 mm dicker Palavit-Folie. *Castagnolas*[6] Testkörper zeigten auch nach 2 Wochen keine Bakteriendurchlässigkeit, was durch *Rodenhäuser*[48] an Probekörpern von 1,2 mm sowie von *Rosenthal*[49] und *Bojanow*[3] bestätigt wurde. Bei der Untersuchung der Bakterienbesiedelung von jahrelang getragenen Kunststoffprothesen fanden *Leathen*[40] et al. in 95 % Mikroorganismen im Spalt zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn, worauf der häufig schlechte Geruch bei lange getragenen Prothesen zurückzuführen sei. Die untersuchten Prothesenkunststoffe erwiesen sich als für Bakterien undurchlässig. Akrylatkunststoffkörper von *Werner*[76] zeigten sich auch in ihren oberflächlichsten Schichten nach einem dreiwöchigen Aufenthalt in verschiedenen Bakterienkulturen steril: Aus bereits längere Zeit getragenen Prothesen wurden in 1, 2 und 3 mm Tiefe unter sterilen Kautelen Bohrspäne entnommen und bakteriologisch untersucht. Dabei erwies sich das Innere selbst jahrelang getragener Prothesen als steril, wenn die Verarbeitung optimal materialgerecht durchgeführt worden war.

4. Korrosion und Auflösung

Mit Laboratoriumsversuchen wies *Spreng* [61, 62] die Angreifbarkeit und ungenügende Mundbeständigkeit der Akrylatkunststoffe nach. Durch Einlegen in Alkohol, Essigsäureäthylester, Jodtinktur, Hoffmannstropfen, Myrrhentinktur, Essigsaure-Tonerde kommt es nach kurzer Zeit zur Aufrauhung der Kunststoffoberfläche. Auch *Gerke* [16] und *Gerlich* [16] beschreiben Korrosionserscheinungen und Quellungserscheinungen an Akrylaten nach Lagerung in künstlichem Speichel, 30-%igem Alkohol, Weinsäure, Essigsäure. Trübung und Sprungbildung zeigten sich bei Versuchen von *Schiller* [54] mit Narkotika. *Dubs* [9] konnte dagegen in 3 Jahren keine Auflösungserscheinungen feststellen, wie sie von *Spreng* [61, 62] im Laboratorium gefunden wurden. In einer Übersicht über das Schrifttum der Kunststoffprothetik in den Jahren 1940—43 unter besonderer Berücksichtigung der klinischen Bewährung stellte *Frässdorf* [14] fest, dass die Kunststoffe Paladon und Palapont hinreichend mundbeständig scheinen. *Weikart* [73, 74] bezeichnet die chemische Widerstandsfähigkeit in bezug auf Alkali- und Säurebeständigkeit als hervorragend und konnte keine zersetzenden Wirkungen von Nahrungs-, Genuss- und Arzneimitteln beobachten. Dagegen zeigten von *Gisler* [17] mittels Photogrammetrie durchgeführte Oberflächenuntersuchungen an schnellhärtenden Kunststoffen stets mehr oder weniger intensive Korrosionserscheinungen. Durch Quellung und Auflösung der Kittsubstanz, welche durch die Polymerisation des Monomers entstand und gegen Mundeinflüsse weniger widerstandsfähig ist, werden die Kunststoffperlen aus ihrem Verband gelöst. Es bleiben an der Oberfläche runde Krater zurück. Ähnliche Feststellungen macht auch *Schroeder* [55, 56] und nennt vor allem Mundwässer auf alkoholischer Basis als angreifendes Agens. Auch durch mechanische und Strahleneinwirkung kann es nach *Janke* [28, 29] zur Auflösung und Veränderung der Kunststoffmakromoleküle kommen. *Henkel* [22] erklärt Korrosionserscheinungen an Kunststoffen als eine Abbaureaktion, d. h. eine endgültige irreversible Veränderung der makromolekularen Bausteine durch wiederholte Quellung und Entquellung. Häufig wird an Prothesen das Auftreten von Craquellierungen oder Rissen beobachtet, die sich bilden, wenn die Prothese mit Lösungsmitteln (monomere Flüssigkeit, Chloroform u. a.) in Berührung kommt. *Kraft* [36], der den Ursachen dieser Risse nachgegangen ist, erklärt diese als „Entspannungsrisse". Die Spannungen an der Oberfläche des Kunststoffes werden durch die mechanische Bearbeitung beim Schleifen und Polieren hervorgerufen. Durch die Einwirkung eines Lösungsmittels kommt es zur Auslösung dieser Spannungen und dadurch zur Rissbildung.

5. Belagbildung

Akrylatkunststoffe werden allgemein als ausserordentlich gewebefreundlich bezeichnet. In diesem Sinne befürwortet *Strack*[67] die Dauerberührung der Gingiva durch Kunststoffbrücken und -zwischenglieder mit der Begründung, dass Kunststoff gewebefreundlicher sei als Porzellan. Nach *Hermann*[23] bieten aber die Kunststoffe Bakterien und Speiseresten infolge ihrer häufig rauhen Oberfläche sehr gute Haftmöglichkeiten, die ihre biologische Indifferenz aufheben und sie für den Brückenersatz ungeeignet machen. Auch *Staegemann*[65], *Langer*[39], *Egli*[11] und *Dubs*[9] sehen als ursächlichen Faktor von Schleimhautreizungen unter fest verankerten Kunststoffbrückenkörpern die Korrosion des Kunststoffs und als dessen Folge die fötide Durchsetzung und oberflächliche Schleimhautbesiedelung mit grosser Anreicherung der Mundhöhlensaprophyten. *Geier*[15] fand unter Hunderten von entfernten Kunststoffbrücken stinkende Beläge und Inkrustierungen. Auf Oberflächen längere Zeit hindurch getragener Prothesen, ob poliert oder unpoliert, fand *Werner*[76] einen bakterienreichen Belag. *Schaeffer*[53] untersuchte Abstriche von gereinigten und ungereinigten Prothesen und stellte keine qualitativen Unterschiede fest. In beiden Fällen zeigte sich der übliche Mundhöhlendetritus in besonders konzentrierter Form. Die chronische Entzündungsreaktion der Gingivalmanschette an Kunstharzfüllungen führt *Waerhaug*[72] auf das im Spalt zwischen Füllung und Kavität sowie auf der Füllungsoberfläche gefundene plaqueähnliche Material zurück. Plattenprothesen aus Kunststoff bilden nach *Lelkes*[41] einen günstigen Boden für die Entwicklung der Moniliasis.

C.

Eigene Untersuchungen

1. Untersuchungen an Restzähnen auf Kontaktkaries unter Kunststoff-An- und -Auflagen

An 200 Trägern partieller Kunststoffprothesen wurden die Restzähne an ihren Kontaktstellen mit dem Kunststoff mit Spiegel und Sonde unter Anlegen eines strengen Massstabes auf Karies untersucht mit folgenden Resultaten:

	nach 2—3 Jahren	nach 3—4 Jahren
Weisse Verfärbung durch Entkalkung	in 60 %	in 90 %
Mit Sonde ritzbare Schmelzläsionen	in 15 %	in 20 %
Karies bis ins Dentin	in 10 %	in 15 %

Gleichzeitig wurde auch unter Stahl- bzw. Goldauflagen nach Karies gesucht, wobei Häufigkeit und Intensität der kariösen Defekte offensichtlich geringer waren als unter Kunststoff-Anlagen. Besonders eindrücklich zeigten sich kariöse Defekte an den Lingualflächen unterer Frontzähne, wo doppelseitige Freiendprothesen, anstatt durch einen Lingualbügel aus Metall, mit Kunststoff verbunden waren zum besseren Halt und zur Schienung der Restzähne. Allgemein fanden sich grosse kariöse Zerstörungen in Fällen, wo klammerlose, partielle Kunststoffprothesen sich eng und breitflächig an die Restzähne anschlossen. Abgesehen von besonders starker Karies-Anfälligkeit waren bei grösseren Zerstörungen oft mangelhafte Mund- und Prothesenhygiene feststellbar. Aber auch einwandfreie Zahn- und Prothesenreinigung scheinen die kariesfördernde Wirkung von Kunststoffanlagen nur vermindern, nicht aber verhüten zu können. Abgesehen von mechanischen Insulten, denen das Restgebiss stets mehr oder weniger von seiten der berührenden Teile einer partiellen Prothese ausgesetzt ist, scheint eine kariogene Wirkung in erster Linie von der Oberflächenbeschaffenheit des die Restzähne berührenden Prothesenkörpers auszugehen.

2. Bakteriologische Untersuchung der Oberfläche von Akrylat-Prothesen

65 partielle Prothesen, welche an ihren Berührungsstellen mit dem Restgebiss Karies verursacht hatten, wurden wie folgt untersucht: Sofort nach der Entfernung aus dem Munde erfolgte eine gründliche Reinigung

mit Bürste und fliessendem Wasser. Hierauf wurden mit einem sterilen Skalpell zunächst jene Stellen etwa $^1/_{10}$ mm tief abgeschabt, welche den kariösen Zahnflächen auflagen. Das so erhaltene Material wurde sodann auf einem Objektträger ausgestrichen und nach Gram gefärbt. Gleichzeitig wurde auch eine andere beliebige Stelle an der oralen Fläche derselben Prothese ebenso untersucht. Die mikroskopische Betrachtung von 65 in dieser Weise bei 500- bis 1000facher Vergrösserung untersuchten Prothesenproben ergab folgendes:

In allen Fällen zeigten sich myzelartige Fäden und Geflechte sowie Stäbchen und Kokken neben organischen und anorganischen Komponenten, wie sie normalerweise in der Zahnplaque zu finden sind (Abb. 1, 2, 3). Fäden, Stäbchen und Kokken färbten sich zum Teil grampositiv, zum Teil gramnegativ. Auffallend war die grosse Menge von fadenartigen Elementen an den Berührungsstellen mit den Restzähnen, ganz besonders bei älteren Belägen. Ob es sich bei den Filamenten um Hefen, Leptotricheen, Aktinomyzeten oder fadenförmige Laktobazillen handelte, konnte bei der rein morphologischen Betrachtung nicht mit Sicherheit entschieden werden. Eine genauere Unterscheidung schien ohne das Anlegen von Kulturen unmöglich. Im übrigen unterschied sich der Belag nicht vom üblichen Zahnbelag und enthielt neben Bakterien und Pilzen noch Speiserestchen, Kohlehydrate, Fette, Eiweisse sowie Muzin und abgestorbene Epithelien. Die Feststellung, dass sich auf dem Kunststoff offenbar kariogen wirkende Bakterien und Substanzen befinden, warf die Frage auf: Können Bakterien oder kariogen wirkende Substanzen in den Kunststoff eindringen?

3. Bakteriologische Untersuchungen über die Durchlässigkeit zahnärztlicher Kunststoffe für Bakterien

Kunststoffprothesen und Kunststoffüllungen nehmen bei längerem Tragen häufig einen üblen Geruch an. Diese Veränderungen sind insbesondere bei Reparaturarbeiten deutlich feststellbar. Als Ursache werden Zersetzungsprozesse vermutet, die durch die Lebenstätigkeit von Mikroorganismen bedingt sein könnten. Daraus lässt sich schliessen, dass die auf Kunststoffoberflächen sich befindlichen Bakterien und Stoffe möglicherweise auch in den Grundstoff eindringen können.

a) Mikroskopische Untersuchungen von Schnittpräparaten alter Kunststoffprothesen.

Der Versuch, aus längere Zeit getragenen Kunststoffprothesen Schnitte herzustellen, misslang zunächst infolge des relativ grossen Härtegrades des Untersuchungsmaterials. Es gelang erst mit einem speziellen

Mikrotom * in befriedigender Weise. Die angefertigten $^1/_{20}$ mm dicken Schnitte wurden auf Objektträger gebracht und nach Gram gefärbt.

Bei der mikroskopischen Untersuchung solcher Schnittpräparate alter Kunststoffprothesen zeigte sich eine mannigfaltige Eigenstruktur, worin Poren und Fissuren sichtbar waren. Sie liessen sich mit den in der Bakteriologie üblichen basischen Anilinfarbstoffen nicht in befriedigender Weise anfärben. Weder auf den Schnittflächen noch in den Hohlräumen waren Mikroorganismen erkennbar. Fissuren waren sicher auch Folgen der Schnittanfertigung. Auf Grund dieser Erfahrung scheinen histologische Untersuchungen von Schnittpräparaten für den Nachweis von Mikroorganismen in alten Kunststoffprothesen ungeeignet.

b) Versuche, altes Prothesenmaterial auf Sterilität zu prüfen. Es wurde versucht, unter sterilen Kautelen, alte Prothesen zu zerbrechen und mit Hilfe steriler Bohrer verschiedenster Konstruktion aus der Mitte der Bruchfläche Material für die histologische Untersuchung zu gewinnen. Dies gelang nicht einwandfrei. Trotz grösster Sorgfalt glitten die Bohrer allzu leicht von der Bruchfläche ab, und der Kontakt der Bohrer und des Bohrstaubes mit den nichtsterilen Aussenflächen konnte nicht mit Sicherheit vermieden werden. Das Material wand sich zudem auch bei langsamer Tourenzahl oft am Bohrer auf. Ferner musste damit gerechnet werden, dass im Material allfällig vorhandene Mikroorganismen durch die Reibungswärme geschädigt und ihrer Keimfähigkeit beraubt würden. Die diesbezüglichen Versuche wurden daher als in ihrem Ergebnis unsicher abgebrochen.

c) Bakteriologische Untersuchungen von Röhrchen aus Kunststoff auf Porosität.

Aus Material, das zur Herstellung von Kunststoffprothesen dient (Stellon und Hesakryl), wurden 20 fingerhutförmige Röhrchen hergestellt von 4 cm Länge, 1 cm Durchmesser und 0,5—0,6 mm Wanddicke, und zwar die Hälfte durch kalte Polymerisation, die andere Hälfte durch heisse Polymerisation. Die Versuchsmaterialien erwiesen sich in ihrem Anlieferungszustand als völlig steril. Die daraus hergestellten Hohlkörper wurden in Folinröhren bei 120° C während 30 Minuten im Autoklaven sterilisiert. Nach dem Abkühlen wurde in die Folinröhren je 8 ml gewöhnliche Nährbouillon eingefüllt und das System 4 Tage bei 37° C bebrütet. Nachdem es sich als steril erwiesen hatte, wurde der Innenraum der Kunststoffröhrchen mit je 0,2 ml einer 24stündigen Nährbouillon von E. Coli bzw. Staphylococcus aureus haemolyticus infiziert.

Die Röhrchen wurden nun mit Hilfe einer sterilen Pinzette in die mit steriler Nährbouillon versehenen Folinröhren hineingestellt und das

---

* Mikrotom K (Firma Jung, Heidelberg).

Abb. 1

Abb. 2

Abb. 3

ganze System nach aussen durch einen sterilen Gaze-Watte-Pfropf verschlossen (Abb. 4). Das System wurde nun nochmals während 87 Tagen bei 37° C bebrütet. Das durch Verdunstung verlorengegangene Wasser wurde in Abständen von je 1 Monat ersetzt. Die Testbakterien waren während der 3monatigen Beobachtungsperiode nicht imstande, durch die Wand der Röhrchen in die sie umgebende Nährbouillon hindurchzuwachsen. Als Ursachen für dieses Verhalten fallen mangelnde Porosität und eventuell antimikrobielle Eigenschaften des Prothesenmaterials in Betracht. Bei Versuchsabschluss wurde der Inhalt der Hohlkörper auf die eingebrachten Testbakterien untersucht. Aus den mit E. Coli beimpften Röhrchen konnten keine Colibazillen mehr herausgezüchtet werden *. Die Staphylokokken waren noch vermehrungsfähig sowohl bei den heiss- wie auch bei den kaltpolymerisierten Röhrchen. Eine Wiederholung des Versuches mit einer Bebrütungsdauer von 62 Tagen ergab grundsätzlich dasselbe Resultat.

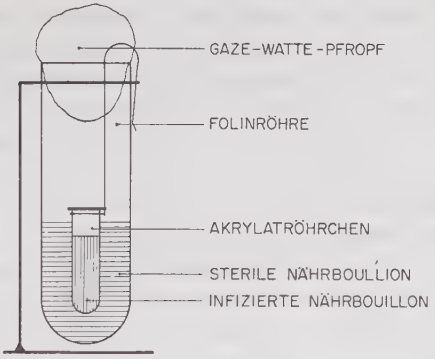

Abb. 4

* Ob überhaupt und für welche Keime frisches Prothesenmaterial antimikrobielle Eigenschaften aufweist, wurde hier nicht untersucht.

D.

Diskussion

Aus der Praxis sind die häufig zu sehenden kariösen Zerstörungen an kunststoffbedeckten Zähnen bekannt. Dies wurde durch eigene Untersuchungen bestätigt, wobei sich zeigte, dass peinliche Mund- und Prothesenhygiene wesentlich zur Verminderung dieser Kontaktkaries beitragen. In der Literatur finden sich nur wenige Hinweise auf die kariesfördernden Eigenschaften der Methakrylat-Kunststoffe. Häufiger wird erwähnt, dass Kunststoffüllungen Sekundärkaries erzeugen. Über die eigentlichen Ursachen dieser den Akrylatkunststoffen anhaftenden ungünstigen Eigenschaften ist aus der Kunststoffliteratur wenig zu erfahren. Nach der chemo-parasitären Kariestheorie von Miller, die auch heute noch fast überall anerkannt wird, kommt es bei der Kariesentstehung zunächst zu einer Entkalkung des Zahnschmelzes durch Säuren, die durch bakteriellen Abbau hauptsächlich von Kohlehydraten entstehen. Auf das kontinuierliche Säuretrauma hin erfolgt die Einwanderung von Bakterien mit proteolytischer Kraft und damit Auflösung der erweichten Teile.

Untersuchungen von *Kite* [34], *Shaw* [34] und *Sognnaes* [34] zeigten: Ohne Keime und ohne Belag gibt es keine Karies. Es ist bekannt, dass die Zahnhartsubstanz auch mechanisch durch Scheuerwirkung zerstört werden kann (Klammerzähne). Dies dürfte aber nur in geringem Masse mit ein Grund für kariöse Zerstörungen unter partiellen Kunststoffprothesen sein, die durch Reibungskontakt an den Restzähnen festhalten. Als weitere Ursache eines Abbaus von Zahnhartsubstanz wäre auch ein vom Akrylatkunststoff ausgehender chemischer Angriff denkbar. Er ist aber selbst in seiner monomeren Form nicht dazu in der Lage. Die Vermutung liegt also nahe, dass die Hauptursache der kariesfördernden Wirkung der Kunststoffe in ihrer Neigung zu oberflächlicher Belagbildung und Bakterienbesiedelung liegt. In diesem Sinne wurden in eigenen Untersuchungen die Oberflächen von partiellen Akrylatkunststoffprothesen bakteriologisch untersucht. Bei der rein morphologischen Betrachtung fiel die starke Bakterienbesiedelung mit einem Primat an fadenförmigen Elementen auf. Dieses Myzelfilzwerk stellt möglicherweise einen ersten Baustein bei der Belagbildung dar. Autoren wie *Hermann* [23], *Staegemann* [65], *Langer* [39], *Dubs* [9], *Geier* [15], *Schaeffer* [53], *Waerhaug* [72], *Werner* [76] u. a. fanden die obigen Feststellungen bestätigend: auf Kunststoffober-

flächen eine grosse Anreicherung der Mundhöhlensaprophyten mit teilweise fötider Durchsetzung. Die vielgerühmte biologische Indifferenz der Kunststoffe geht schon nach kurzem Verweilen in der Mundhöhle verloren. Das ist der Grund, warum *Dubs* [9], *Egli* [11], *Spreng* [61, 62] und andere Autoren die Schleimhautberührung durch Kunststoffbrücken-Zwischenglieder ablehnen. Bei Restzähnen, welche durch Kunststoff berührt oder bedeckt werden, sind also die erforderlichen Voraussetzungen für das Entstehen einer Karies gegeben: der Kontakt der Zähne mit einem bakterienreichen Belag aus organischen und anorganischen Bestandteilen. Der Kunststoff partieller Prothesen bildet mit seiner nie ganz sauberen Oberfläche und der bedeckten Zahnfläche habituell unsaubere Räume, ähnlich wie sie die meisten Prädilektionsstellen der Karies darstellen. Im Spaltraum zwischen Prothese und Zahn stagnierender Speichel fördert einerseits die Belagbildung auf Prothese und Zahn und unterliegt andererseits chemisch-physikalischen Veränderungen, wodurch die Schmelzentkalkungen unter Prothesen begünstigt werden. Eine Kunststoffprothese bietet für Keime aller Art ausgedehnte Retentionsmöglichkeiten und damit Lebensmöglichkeiten. Selbst durch die besthergestellte Prothese wird das biologische Milieu der Mundhöhle verschlechtert, da deren Bakteriengehalt steigt. Auf Grund der Bakterienbesiedelung und Belagbildung dürfte auch die Azidität der Mundhöhle ansteigen, da die meisten Bakterien der Mundhöhle ein mehr oder weniger ausgeprägtes Kohlehydrat-Spaltungsvermögen besitzen. Damit vergrössert sich der Gehalt an azidotoleranten Keimgruppen. Als Folge davon ist eine gesteigerte Kariesanfälligkeit zu erwarten. Eine kariogene Wirkung könnte auch von Stoffen ausgehen, die bei Zersetzungsvorgängen in Porositäten entstehen. Daraus stellt sich die Frage, ob Akrylatkunststoff nur an seiner Oberfläche von Bakterien besiedelt ist oder ob er gar von Bakterien durchdrungen wird. In einem in vitro-Versuch wurde die Frage negativ beantwortet, da keines der 0,5—0,6 mm dicken Kunststoffröhrchen in 3 Monaten von den Testkeimen durchwachsen wurde. Ähnliche Untersuchungen von *Koetz* [35], *Castagnola* [6], *Leathen* [40], *Ketterl* [33] und *Kierse* [33] und *Werner* [76] bestätigen dieses Ergebnis, wobei allerdings Expositionszeiten von nur 8—14 Tagen gewählt wurden. So kann bei Berücksichtigung von Arbeiten verschiedenster Autoren mit grosser Sicherheit gesagt werden, dass Akrylatkunststoffe bei werkstoffgerechter Verarbeitung für Bakterien undurchlässig sind.

Im Anschluss an die Feststellung, dass Akrylatkunststoffe offenbar mehr zu Bakterienbesiedelung und Belag neigen als Metalle und Porzellan, war der Ursache dieser Eigenschaft nachzuforschen. Zur Klärung dieser Frage wurden aus der umfangreichen Kunststoffliteratur im Kapitel über bisherige Untersuchungen die wichtigsten Kunststoffeigenschaften

herausgestellt, die damit irgendwie im Zusammenhang zu sein scheinen. Zunächst lassen die Kunststoffe, als hochmolekulare Stoffe dem Eiweissmolekül am nächsten kommend, schon wegen ihrer organischen Natur eine grössere Affinität zu Bakterien und Belagbildung annehmen als Metalle oder das anorganische Porzellan. Dazu kommt die ausserordentliche Gewebefreundlichkeit ohne jede bakterizide und bakteriostatische Eigenschaften. Die Oberfläche von Akrylaten erscheint zwar mikroskopisch glatt und porenfrei, aber schon bei geringer Vergrösserung zeigen sich Polierspuren, Mikroporositäten und Risschen, die Bakterien und Stoffen gute Haftmöglichkeiten bieten und zu Brutstätten für Mikroorganismen werden können. Houwink und Buchmann beschreiben die Struktur der Akrylate als wattebausch- und schwammähnlich. Daraus kann auf Durchlässigkeit geschlossen werden. Alle Akrylate, ob heiss oder kalt polymerisiert, nehmen — ganz im Gegensatz zu Metallen und Porzellan — mehr oder weniger Wasser auf, welches durch Austrocknen wieder abgegeben werden kann, und sind in geringem Masse im Wasser quellbar. Für Farbstoffe und Bakterien scheinen die Kunststoffe in der Regel undurchlässig. Die eigentliche Achillesferse der Akrylate liegt in ihrem inhomogenen Aufbau infolge Anwesenheit von hoch- und niedermolekularen Anteilen. Dadurch werden sie von chemischen Kräften leichter angegriffen, was besonders klar an ungenügenden Kunststoffüllungen hervortritt. Je nach Mundmilieu und Zahnreinigungsgewohnheiten des Patienten (alkoholische Mundwässer) wird die niedermolekulare Kittsubstanz mehr oder weniger angegriffen, so dass sich im Laufe der Zeit, wenn gleichzeitig auch mechanische Kräfte zur Einwirkung kommen, wie zum Beispiel während des Essens oder beim Bürsten der Zähne und Prothesenteile, Substanzverluste bemerkbar machen. Chemische und physikalische Kräfte ergänzen sich in ihrer deletären Wirkung. Wenn auch Versuche, wie sie von *Spreng* [61, 62] und anderen Autoren durchgeführt worden sind, kaum den Bedingungen entsprechen, denen der Kunststoff im Mund unterworfen ist, so zeigen sie doch, dass die verschiedenen Agenzien je nach Konzentration und Expositionszeit schädigend auf den Kunststoff einwirken. Bei mangelnder Mundpflege und bei schlecht zugänglichen Retentionsstellen besteht durchaus die Möglichkeit einer längeren Einwirkungszeit lösender oder quellender Mittel. Untersuchungen über Auflösungs-, Korrosions- und Quellungserscheinungen liefern die Bestätigung. Durch geringe Quellung und Korrosion wird die Oberfläche aufgelockert. Dieser Oberflächenschaden bietet besonders leicht eine Ansatzmöglichkeit für Bakterien, die Behaftung und Imprägnierung mit Schutzteilchen, Nahrungsteilchen und Farbstoffen. Darin dürfte wohl der Hauptgrund für leichte Belagbildung auf Kunststoffen liegen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass im zahnärztlichen Labor hergestellte Akrylatkunststoffe aus verschiedensten Gründen zu Bakterienbesiedelung und Belagbildung neigen und demzufolge überall, wo sie mit Zähnen in Berührung kommen, kariogen wirken können. Darin unterscheiden sich heisspolymerisierte Kunststoffe kaum von den kaltpolymerisierten, weshalb in der vorliegenden Arbeit kein Unterschied gemacht wurde. Heute sind wir, hauptsächlich in der Prothetik, beinahe restlos auf die Akrylate angewiesen, da wir bei Berücksichtigung aller Eigenschaften noch keinen günstigeren Stoff kennen. Zur Vermeidung von Schädigungen der Zahnsubstanz und der Schleimhaut an den Berührungsstellen mit dem Kunststoff muss neben maximal werkstoffgerechter Verarbeitung eine peinliche Mund- und Prothesenhygiene verlangt werden. Kunststoffüllungen sollten wegen ihrer pulpaschädigenden Wirkung, aber auch wegen ihrer Neigung zu Sekundärkaries, entsprechend ihren günstigen mechanischen Eigenschaften nur als Kanten- und Eckenersatz verwendet werden. Für die ständige Berührung der Gingiva durch die Zwischenglieder von fest verankerten Brücken ist Kunststoff nicht geeignet, und nach wie vor ist Porzellan vorzuziehen. Bei Kunststoffprothesen sollte, wenn irgendwie möglich, auf den Reibungskontakt an den dentalen Rändern verzichtet werden. Um die partielle Prothese in ihrer Stellung zu halten, kann sie durch Prothesenanker aus Metall (Klammern und Geschiebe) labil mit den Restzähnen verbunden werden. Diese sind wenn möglich durch Metallfüllungen oder Kronen an ihren Berührungsstellen mit der Prothese zu schützen. Wenn auch die prinzipielle Ablehnung jeglicher Auflagen auf der ungeschützten Zahnoberfläche übertrieben scheint, sollten aber Kunststoffauflagen nirgends auf nacktes Zahnbein zu liegen kommen, da freiliegendes Zahnbein ohnehin schon zu Karies disponiert ist. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Verbesserung der bisherigen Kunststoffe. Anzustreben sind vollkommen homogene Kunststoffkörper mit glatter Oberfläche und maximaler physikalischer und chemischer Widerstandsfähigkeit, um jegliche Aufrauhung zu vermeiden. Die Unzulänglichkeiten unserer Kunststoffe hängen mit dem relativ primitiven chemo-plastischen Verarbeitungsverfahren zusammen, welches das zahnärztliche Labor zulässt. Es wird kaum je möglich sein, Zahnersatz (Prothesen) unter grossen Druckverhältnissen direkt aus monomerem Methakrylsäuremethylester herzustellen, wie es in der Industrie möglich ist, wo vollkommen homogene Kunststoffkörper („Plexiglas"-Artikel) hergestellt werden können. Da es in den letzten Jahren nicht gelungen ist, Akrylate wesentlich zu verbessern, liegt die Vermutung nahe, dass bedeutende Erneuerungen auf dieser Basis nicht mehr zu erwarten sind. Im zahnärztlichen Labor hergestellte Akrylate, ganz besonders die schnellhärtenden, werden sich, wie *Schroeder* schon 1949 vermutete, wohl nie-

mals zu einem restlos idealen Werkstoff weiterentwickeln lassen. Wahrscheinlich werden uns eines Tages chemisch völlig andersgeartete, auf jeden Fall nicht aus Fadenmolekülen aufgebaute, sondern dreidimensional vernetzte synthetische Polymere unserem Ziel näherbringen. Der Akrylatkunststoff bleibt bis auf weiteres das Material der Wahl für die totale Prothese, obwohl er den hohen Anforderungen, welche die spezifischen Mundverhältnisse stellen, nicht ganz genügt. Für Teilprothesen aber, wo diese mit ungeschützten Restzähnen direkt in Kontakt kommen, eignen sich Akrylate wegen ihrer kariogenen Eigenschaften nicht.

ZUSAMMENFASSUNG

Die aus Praxis und Literatur bekannte kariogene Wirkung von Akrylatkunststoffen wird durch eigene Untersuchungen bestätigt. Als Hauptursachen kommen stoffliche und strukturelle Eigenschaften der Kunststoffe in Frage, welche kariogen wirkenden Bakterien und Stoffen günstige Retentionsmöglichkeiten bieten. Im zahnärztlichen Labor hergestellte Kunststoffe sind verglichen mit industriell hergestellten chemisch weniger widerstandsfähig und leisten durch Rauhigkeit dem Anhaften von Bakterien und Stoffen Vorschub. Kontaktkaries kann durch peinlich genaue Mund- und Prothesenhygiene vermindert und durch Kronen und Metallfüllungen weitgehend vermieden werden.

LITERATURVERZEICHNIS

1. Appenzeller, M.: Materialprüfungen an neuen Zahnprothesen-Kunststoffen. Diss. Zürich 1946.
2. Bauer, W.: Herstellung und Eigenschaften des Polymethakrylesters und seine Anwendung als organisches Glas in der Zahnheilkunde. Kunststoffe 38, 208; 1948.
3. Bojanow, B.: Die bakterientötenden und bakterienhemmenden Eigenschaften der in der Prothetik verwendeten Kunststoffe. Stomatologia (bulg.) 1, 3, 169; 1951.
4. Bolle, R.: Über Schädigungen des Kauorgans durch Zahnersatz. Med. Hab. Schrift Göttingen 1954.
5. Bradel, S. F., und Blayney, J. R.: Clinical and Bacteriologic Studies on Dental Caries. J. Amer. Dent. Ass. 27, 1601; 1940.
6. Castagnola, L.: Experimentelle Untersuchungen über im Munde selbst polymerisierende Kunstharzfüllungen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 60, 880; 1950.
7. Docking, A. R.: The Present Status of Self-Hardening Desins in Conservative Dentistry. Vortrag am 13. Austral. Zaz. Kongress 1953. Zit. in Dtsch. Zahnärztl. Z. 7, 414; 1954.
8. Dolder, E.: Physikalische Eigenschaften des Silikat-Zements und des schnellhärtenden Kunststoffes. Dtsch. Zahnärztl. Z. 1, 1; 1957.
9. Dubs, B.: Unsere Erfahrungen mit Palapont. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 54, 349; 1944.
10. Eggers-Lura, H.: Die Metallchelatierung und ihre Bedeutung für die künftige Kariesforschung. Dtsch. Zahnärztl. Z. 11, 543; 1956.
11. Egli, A.: Das Verhalten der Mundschleimhaut gegenüber Porzellan und Palapont bei Dauerberührung. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 56, 844; 1946.
12. Fischer, C. H., und Isenbarth, R.: Struktur und Festigkeit der schnellpolymerisierenden Kunststoffe. Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 17, 112; 1952/53.
13. Fischer, G. H., und Münstermann, K.: Die Porosität der schnellhärtenden Kunststoffe. Stoma 6, 76; 1953.
14. Frässdorf, J. E.: Kunststoff-Prothetik. Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 8, 218; 1943.
15. Geier, W.: Gibt es eine Palapont-Gingivitis? Dtsch. Zahnärztl. Z. 7, 1311; 1952.
16. Gerke, J., und Gerlich, K.: Kritische Betrachtung der dentalen Kunstharze bei der Verwendung als Prothesen- und Zahnbeinmaterial und ein Vergleich mit dem Prothesenmaterial Kautschuk. Dtsch. Zahnärztl. Z. 5, 142; 1950.
17. Gisler, R.: Oberflächenkorrosion und Pulpa-Beeinflussung schnellhärtender Kunststoffe. Diss. Zürich 1952.
18. Gitzelmann, A.: Physikalische Werkstoff-Prüfungen an zahnärztlichen Akrylat-Kunststoffen. Diss. Zürich 1954.
19. Haefeli, M.: Aufbau und Eigenschaften von Dental-Kunststoffen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 57, 779; 1947.
20. Hedegard, B.: Cold-Polymerizing Resins. Acta Odont. Scand. 13, suppl. 17; 1955.

21. Helmcke, J. G.: Licht- und elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Struktur von schnellhärtenden Kunststoffen für zahnärztliche Zwecke. Dtsch. Zahnärztl. Z. 10, 1269; 1955.
22. Henkel, G.: Korrosionserscheinungen an Kunststoffen. Zahnärztl. Welt/Reform 61, 288; 1960.
23. Hermann, H. W.: Die Gewebereaktion unter Brückenkörpern. Dtsch. Zahnärztl. Z. 14, 581; 1959.
24. Holzhausen, B.: Homogenitätsstörungen des Paladons und Wege zu ihrer Vermeidung. Med. Diss. Berlin 1955.
25. Hoppe, W.: Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebsreaktionen auf Injektionen von autopolymerisierendem Kunststoff. Dtsch. Zahnärztl. Z. 11, 837; 1956.
26. Hornauer, H.: Zur Frage der Arzneifestigkeit der Plaste. Diss. Halle 1956.
27. Houwink, R.: Chemie und Technologie der Kunststoffe. Akadem. Verlagsgesellschaft Gest & Portig, Band I, Leipzig 1954.
28. Janke, G.: Korrosionserscheinungen an Kunststoffen. Zahnärztl. Welt/Reform 61, 288; 1960.
29. Janke, G.: Die Prüfung zahnärztlicher Kunststoffe. Öst. Z. Stomatol. 51, 513; Med. Diss. Rostock 1955.
30. Janke, G.: Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unverletzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung. Dtsch. Zahnärztl. Z. 12, 1464; 1957.
31. Ilg, V. K.: Untersuchungen über den thermischen Ausdehnungskoeffizienten des Paladons sowie über seine Veränderungen durch Wasseraufnahme und Austrocknung. Stoma 2, 99; 1949.
32. Keresztesi, K.: Nachuntersuchungen von Kunststoffüllungen. Öst. Zschr. Stomatol. 56, 140; 1959.
33. Ketterl, W., und Kierse, H.: Mechanische Untersuchungen über Palavit. Dtsch. Zahnärztl. Z. 7, 745; 1952.
34. Kite, O. W., Shaw, J. H., und Sognnaes, R. F.: Zit. bei Rebel, H.-H.: Caries dentium. Dtsch. Zahnärztl. Z. 7, 985; 1952.
35. Koetz, W.: Bakteriologische Untersuchungen an selbsthärtenden Kunstharzen. Meg. Diss. Rostock 1955.
36. Kraft, E.: Über die Ursache der sogenannten Spannungsrisse an Kunststoffprothesen und Kunststoffzähnen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 10, 1189; 1955.
37. Künzel, W.: Vergleichende Untersuchungen über schnellhärtende Kunststoffe. Diss. Berlin 1959.
38. Lammers, Th.: Bakteriologische Studien über die Mundflora und Mundhygiene. Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 18, 378 und 441; 1953.
39. Langer, H.: Kunststoffe beim Ersatz von Frontzähnen durch fixe Brücken. Öst. Zschr. Stomatol. 58, 27; 1962.
40. Leathen, W. W., et al.: The Microbiology of Plastic Dentures. I. Amer. Dent. Ass. 60, 164; 1960.
41. Lelkes, K.: Neue Beiträge zur Moniliasis der Mundhöhle. Öst. Zschr. Stomatol. 53, 243; 1956.
42. Mathis, H.: Über die schwarze Haarzunge. Dtsch. Zahnärztl. Z. 13, 525; 1958.

43. Nelsen, J. R., Wolcott, R. B., und Pfaffenbarger, G. C.: Fluid Exchange at the Margins of Dental Restorations. I. Amer. Dent. Ass. 3, 288; 1952.
44. Nyquist, G., und Proctor, H. H.: Zit. in Dtsch. Zahnärztl. Z. 14, 357; 1959.
45. Pabst, E.: Kunststoff-Taschenbuch. Carl Hanser Verlag, München 1956.
46. Paffenbarger, G. C., et al.: Direct and Indirect Filling Rensis. I. Amer. Dent. Ass. 47, 516; 1953.
47. Prader, Fl.: Zahnzerfall und Hefebesiedelung der Mundhöhle. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 56, 742; 1946.
48. Rodenhäuser, K.: Untersuchungen über die Bakteriendurchlässigkeit von Palapont. Diss. Frankfurt a. M. 1948.
49. Rosenthal, S. L.: Permeability of Acrylics to Bacteria. I. Amer. Dent. Ass. 31, 220; 1944.
50. Rumpel, C.: Gedankensplitter über partielle Prothesen. Z. Rdsch. 48, 353; 1939.
51. Rusche, D.: Einwirkung der Quellung auf die Randschrumpfung bei den schnellhärtenden Kunststoffen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 8, 1244; 1953.
52. Santorik, St.: Neue Untersuchungen über sogenannte selbstpolymerisierende Kunstharze. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 60, 1198; 1950.
53. Schaeffer, I.: Die Belagbildung an Prothesen aus Paladon im Munde des Menschen. Diss. Erlangen 1946.
54. Schiller, F.: Schädigungen von Kunstharzarbeiten durch chemische Einflüsse. Öst. Zschr. Stomatol. 48, 217; 1951.
55. Schroeder, A.: Die Eignung der Methakrylate als Prothesenstoffe im Lichte neuerer Untersuchungen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 63, 961 und 1068; 1953.
56. Schroeder, A.: Die Autopolymerisate im Lichte mehrjähriger praktischer Erfahrungen. Öst. Zschr. Stomatol. 51, 415; 1954.
57. Schroeder, A., und Castagnola, L.: Die Autopolymerisate. Verlag Urban & Schwarzenberg, Wien 1951.
58. Schroeder, A., und Santorik, St.: Neue Untersuchungen über sogenannte selbstpolymerisierende Kunstharze. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 60, 937; 1950.
59. Shay, D. E., Allem, T. I., und Mautz, R. F.: The Anti-Bacterial Effect of Some Dental Restorative Materials. I. Dent. Res. 35, 25; 1956.
60. Skinner, E. W.: A Comparison of the Properties and Uses of Silicate Cement and Acrylic Resin in Operative Dentistry. I. Amer. Dent. Ass. 58, 270; 1959.
61. Spreng, M.: Mitteilungen über Auflösungserscheinungen am Kunststoff Palapont. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 53, 195; 1943.
62. Spreng, M.: Mitteilungen über Auflösungserscheinungen an den Kunststoffen Paladon und Selitrol. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 53, 1216; 1943.
63. Spreter von Kreudenstein, Th.: Indikation und Technik der Füllung mit schnellhärtendem Kunststoff. Dtsch. Zahnärztl. Z. 6, 176 und 237; 1951.
64. Spreter von Kreudenstein, Th.: Karies-Therapie mit schnellhärtendem Kunststoff. Carl Hanser Verlag, München 1952.
65. Staegemann, G.: Die geweblichen Reaktionen auf den Kontakt mit Kunststoffen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 10, 516; 1955.
66. Steiger, A.: Zit. nach Bolle: Über Schädigungen des Kauorgans durch Zahnersatz. Med. Habil. Schrift, Göttingen 1954.
67. Strack, R.: Für und wider den Kunststoff. Dtsch. Zahnärztl. Z. 11, 370; 1947.

68. Streich, H. J.: Experimentelle Untersuchungen über die Porosität des schnellhärtenden Kunststoffes. Diss. Kiel 1953.
69. Stueben, I., und Lockwandt, P.: Experimentelle Untersuchungen über die Haftintensität der schnellhärtenden Kunststoffe. Zahnärztl. Welt/Reform 7, 302; 1952.
70. Uhlig, H.: Über die Blasenbildung bei der Paladon-Polymerisation. Dtsch. Zahnärztl. Z. 6, 1387; 1951.
71. Vest, G.: Kronen- und Brückenprothetik. Band II.
72. Waerhaug, J., und Zander, H. A.: Reaction of Gingival Tissues to Self-Curing Acrylic Restorations. I. Amer. Dent. Ass. 54, 761; 1957.
73. Weikart, P.: Leitfaden der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag, München 1950.
74. Weikart, P., und Falck, K.: Werkstoffkunde für Zahnärzte. Carl Hanser Verlag, München 1959.
75. von Weissenfluh, H.: Prothesenhygiene. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 52, 719; 1942.
76. Werner, W.: Bakteriologische Untersuchungen über Paladon, Palapont, Rapid-Paladon und Rapid-Palapont unter besonderer Berücksichtigung fehlerhafter Verarbeitung dieser Materialien. Diss. Frankfurt a. M. 1951.
77. Wild, W.: Über Zusammensetzung, Verarbeitung und Struktur der zur Herstellung von Prothesen am meisten gebrauchten Akrylate. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 57, 905; 1947.

Gedruckt in Westdeutschland